

М.Бачинський; Б.Яворський, канд.техн.наук

Тернопільський державний технічний університет імені Івана Пулюя

СИСТЕМА ДЛЯ МОБІЛЬНОГО ГОЛТЕРІВСЬКОГО МОНІТОРИНГУ КАРДІОРИТМІКИ

Обґрунтовано вибір ритміки за базову ознаку стану серця людини. Побудовано радіосигнал для біотехнічної системи мобільного Голтерівського моніторингу та розв'язано задачу врахування впливу каналу мобільного радіозв'язку при визначенні варіабельності серцевої ритміки у віддаленій амбулаторії. Побудовано характеристику обробки повідомлення про ритміку, наведено метод та характеристики виявлення аритмії.

M.Bachynskiy; M.Yavorskiy

SYSTEM FOR HOLTER MONITORING OF CARDIORHYTHMIC

The heart rhythmic is grounded as a base feature of a human heart state for a biotechnical system developing for an intelligence mobile Holter monitoring. A radiosignal is developed and a task for accounting of mobile radiocommunication channel influence on it is resolved for the heart rhythmic definition at a remote ambulatory. A processing characteristic of inform about the rhythmic is elaborated and an arrhythmia detection method is given as well as its characteristics.

Вступ. Ефективність охорони здоров'я визначається рівнем спроможності населення до активної життєдіяльності. Проте, існує певна категорія людей, стан яких повинен постійно контролюватися. Через необхідність постійного контакту з медикотехнічними засобами контролю рівень спроможності цих категорій людей до активної життєдіяльності знижується. Його підвищують через застосування мобільного моніторингу. Найбільш поширені порушення здоров'я людини мають серцево-судинну природу. Тому є закономірним зростання ролі Голтерівського моніторингу [1, 2]. Сучасна комунікаційна технологія та техніка (мобільного зв'язку: стільникового — Wideband cdmaOne, IS-95, GSM, UMTS тощо, Інтернет мереж чи мереж типу LAN, WLAN із OSI і т. п.) надає для цього широкі можливості [2, 3].

Модернізація системи Голтерівського моніторингу з метою забезпечення пацієнту мобільності виявила необхідність технічної інтелектуалізації її біотехнічної системи. При цьому потрібно зменшити час зайнятості каналу зв'язку, врахувати його вплив на радіосигнал, який несе відомості про електрокардіосигнал (ЕКС), уможливити автоматизацію моніторингу.

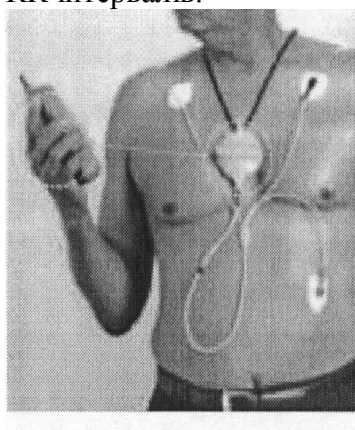
У даній роботі задля уможливлення технічної інтелектуалізації обґрунтовано вибір ритміки ЕКС за базову інформативну величину для мобільного Голтерівського моніторингу, побудовано радіосигнал та розв'язано задачу врахування впливу каналу радіозв'язку на радіосигнал. Дано метод та означено і визначено характеристики оптимального прийому та обробки радіосигналу.

1. Побудова радіосигналу для мобільного Голтерівського моніторингу. Вирішення проблеми підвищення технічної інтелектуальності Голтерівського моніторингу полягає, насамперед, у виборі для мобільного моніторингу такого параметра чи характеристики серцево-судинної системи пацієнта, що, з одного боку, уможливить зменшення до мінімуму вартість мобільної телекомунікації, а з іншого — максимально забезпечить достовірність, надійність автоматичного інформування про зміну стану пацієнта. Такою характеристикою є ритміка серця та її варіабельність — HRV. Показники ритміки та її варіабельності визначають за послідовністю RR інтервалів ЕКС. Ці положення базуються на результатах досліджень, наведених у [4, 5].

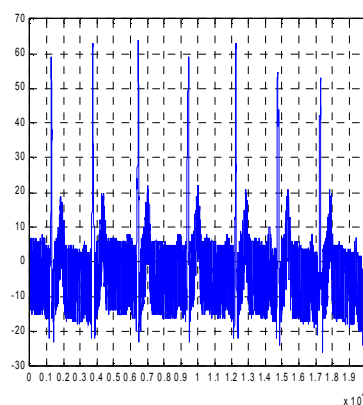
1.1. Покази до моніторингу ритміки серця. Для гарантування безпеки пацієнту, який перебуває під мобільним Голтерівським моніторингом, за допустиму межу вибрано покази до мобільного моніторингу аритмії [6]. Для амбулаторного монітора у режимі виявлення аритмії ставляться вимоги щодо слухності її індикації чи контра-індикації. Індикація слухна для пацієнтів із: а) низьким ризиком розвитку первинної фібриляції шлуночка чи вентрикулярної тахікардії; б) запамороченнями голови; с) тремтінням пальців; д) заїканням невідомої етіології; е) аритміями, що не загрожують життю, такими як фібриляція передсердя, іншими суправентрикулярними аритміями, брадіаритміями і блокуванням серця (включно із післяопераційними); ф) хірургічно поновленими коронарними артеріями через їх шунтування (CABG); г) потребою моніторингу, наведеною гіперциродизмом чи хронічною хворобою легень; і) обструктивною задишкою під час сну, для оцінки нічних аритмій; к) потребою оцінки аритмії за етіологією нападу чи перехідної мозкової ішемії, можливо вторинною фібриляцією передсердь. Дані про аритмію можуть бути використані для аналізу величини чи показу QT інтервалу ЕКС, але не для сигналізації його змін. Контра- індикація показана для пацієнтів із: а) історією вентрикулярної тахікардії чи зареєстрованими випадками вентрикулярної фібриляції; б) ризиком вентрикулярної тахікардії чи фібриляції, які зауважено через меншу ніж 35% від етопії активності шлуночка (≥ 10 PVCs за год. чи повторної PVCs) вимірної фракцією ежесії, нестабілізовану ангіну, ранній (до 3 місяців включно) інфаркт міокарду, каденцією чи прооперованістю клапанів; с) іншими показами до госпіталізації. Ці пацієнти не підлягають віддаленому мобільному моніторингу.

1.2. Пристрій для відбору ЕКС, рис. 1(а). Пристрій містить відведення з електродами, блок з елементами живлення та електронним субблоком формування та передачі радіосигналу [2].

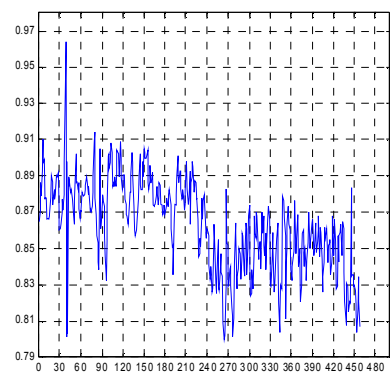
1.3. Радіосигнал. Від структури радіосигналу залежить ефективність системи мобільного Голтерівського моніторингу. Повідомлення про ритміку ЕКС, рис. 1(б), містить послідовність його RR інтервалів, рис. 1(в) [4, 5]. Радіосигналом [7] є модульоване повідомлення про величину ритміки, гармонічне коливання високої частоти з регламентованими стандартом для даної системи зв'язку параметрами, зокрема, значенням частоти — із діапазону частот мобільного зв'язку, типом модуляції тощо. Отже, повідомленням може бути або сам ЕКС, або деякий код послідовності його RR інтервалів.



(а)



(б)



(в)

Рисунок 1. (а) — кріплення пристрою відбору, передачі та індикації ЕКС [6]; (б) — ЕКС (частота дискретизації 3 кГц, вісь абсцис — номер відліку, вісь ординат — цілочислові значення двійкового однобайтного коду типу знак-модуль значень ЕКС); (в) — послідовність RR інтервалів (ритмограма, вісь абсцис — номер інтервалу, вісь ординат — значення інтервалу, с). (б) та (в) отримано в лабораторії кафедри біотехнічних систем [5].

З метою підвищення ефективності мобільного моніторингу повідомлення закодуємо із уможливленням зменшення впливу каналу передачі — фінансових затрат та спотворень (показника ритміки). Вважаючи затрати пропорційними часу зайнятості

каналу, а спотворення — випадковими, для підвищення ефективності моніторингу скоротимо час зайнятості каналу та забезпечимо оптимальний за критерієм мінімум випадкових впливів на прийом.

Якщо мобільний Голтерівський моніторинг виконувати класичним методом, то ЕКС відбирається та реєструється в амбулаторії постійно (а). Проте для зменшення часу зайнятості каналу ЕКС варто передавати в амбулаторію повністю тільки після встановлення ношеним пристроєм наявності порушення ритміки. Аналіз послідовних значень RR інтервалів ЕКС тоді виконується у пристрої, наведеному на рисунку 1, ускладненому процесором; канал зв'язку при медичній нормі ритміки ЕКС не займається зовсім (б). В іншому випадку варто передавати код ритміки, наприклад, тональні імпульси з великою шпаруватістю (не більше 0.2) і часом повторення, рівним RR інтервалу. При цьому канал займається на час тривалості імпульсу (в). Кодер містить генератор тональної низької частоти (наприклад, 1 кГц), компаратор та ключ. Декодування виконується в амбулаторії і полягає у визначенні послідовності інтервалів часу повторення імпульсів. Якщо її аналізом встановлено порушення ритміки, то виробляється команда на ношений пристрій на передачу в амбулаторію всього ЕКС. В усіх випадках (а-в) потрібна спеціальна обробка повідомлення для зменшення впливу каналу — оптимальний прийом радіосигналу [7]. У випадку (б) виникає ще й задача побудови оптимального коду (зокрема, критерію оптимальності).

2. Характеристика поширення радіосигналу у каналі мобільного зв'язку.

Прийнята радіохвиля містить комбінацію ослабленого, віддзеркаленого(их), розсіяного й однієї із реплікацій через дифракцію переданого радіосигналу. Окрім того, додається шум середовища каналу передачі та зсув несучої частоти (внаслідок руху приймача — ефект Допплера) [3].

2.1. О с л а б л е н н я . Причиною зникання радіосигналу є зменшення його потужності через властивості середовища, віддалі, ефекту багатоканальності, характеру місцевості тощо. Типові значення ослаблення від типу місцевості наведено у таблиці 1 [3, 8].

Таблиця 1 - Вплив характеру місцевості на ослаблення радіосигналу

Місцевість	Типові значення ослаблення
Центр великого міста	В межах 20 дБ, від вулиці до вулиці
Передмістя (кілька великих будинків)	На 10 дБ більше, ніж в центрі
Відкрита сільська місцевість	На 20 дБ більше, ніж у передмісті
Нерегулярна поверхня і дерева	3-12 дБ варіації потужності

2.2. Е ф е к т и від багатоканальності поширення радіохвиль. а) Віддзеркалення радіохвилі від горбів, будинків, рухомих об'єктів спричиняє інтерференцію у місці прийому, що приводить до швидких зникань потужності на 10-30 дБ на малій віддалі (співмірній з довжиною хвилі), рисунок 2, де λ — довжина радіохвилі. Встановлено, що розподіл імовірності значень зникань є Релеївським.

б) З причини нерівномірності функції передачі каналу та віддзеркаленнями від близьких об'єктів вузькосмугові радіосигнали зникають (в останньому випадку через інтерференцію, яку частково зменшують шляхом застосування складних радіосигналів — CDMA, FHS, або COFDM/OFDM).

в) При накладанні віддзеркалених радіосигналів виникає затримка й самого повідомлення (в цифрових системах це приводить до міжсимвольної інтерференції). В таблиці 2 наведено типові дані цієї затримки. Цю затримку мінімізують, наприклад, шляхом застосування OFDM чи CDMA.

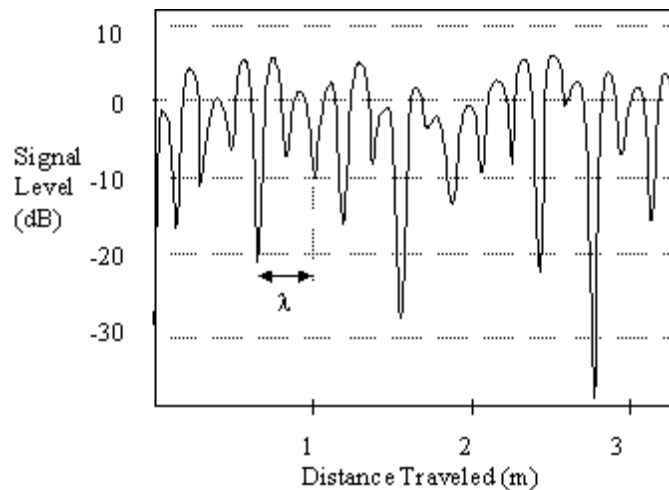


Рисунок 2 - Типовий Релеївський фединг (для 900 МГц, абсциса — віддаль, м; ордината — рівень заникання, дБ) [3, 9].

2.3. Вплив ефекту Доплера. Від переміщення передавача зі швидкістю v виникає зміна частоти f_0 . Вона визначається за формулою: $\Delta f \approx \pm f_0 \frac{v}{c}$ [3, 10]. Для частоти f_0 порядку гігагерц він складає десятки герц при швидкості v порядку десятків км/год., що не є суттєвим. Проте для певних типів каналів зв'язку (наприклад, при OFDM), або для орбітальних космічних станцій неврахування ефекту Доплера може скласти проблему.

Таблиця 2 - Вплив характеру довкілля на затримку радіосигналу

Характер довкілля	Затримка	Максимальна різниця шляхів поширення
В приміщенні	(40-200) <i>nsec</i>	(12-60) <i>м</i>
Надворі	(1-20) μsec	(300-6000) <i>м</i>

На рисунку 3 наведено ілюстрації впливу каналу зв'язку на повідомлення.

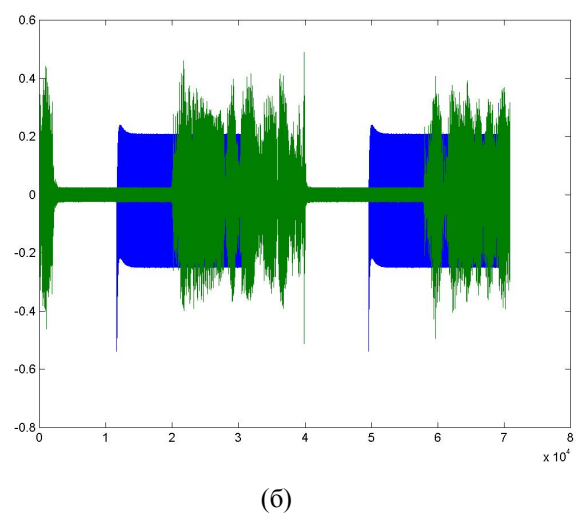
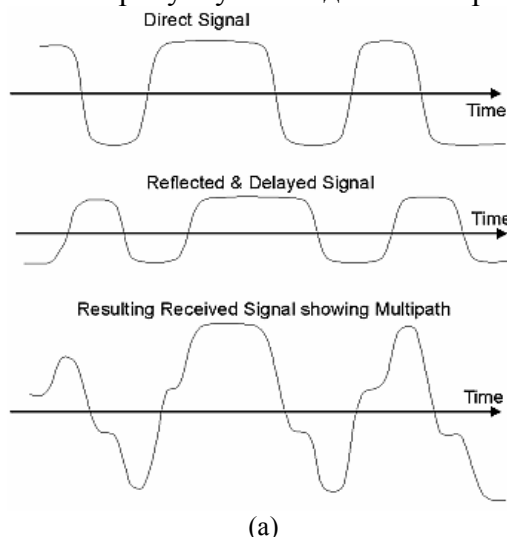


Рисунок 3 - (а) — затримка повідомлення в каналі радіозв'язку від накладання [3], Direct Signal означає повідомлення, яке містить прямий сигнал, Reflected & Delayed Signal — повідомлення віддзеркаленого і затриманого сигналу, Resulting Received Signal showing Multipath — повідомлення результуючого прийнятого сигналу; б) — спотворення повідомлення при передачі через мобільний телефон тональних (1 кГц) імпульсів шпаруватістю 0.5 (лабораторія кафедри біотехнічних систем, асистент Забитівський В.П.), вісь абсцис — кількість відліків (частота дискретизації 44,1 кГц).

3. Обробка прийнятого повідомлення про ритміку серця

У медичній практиці для оцінки ритму ЕКС застосовують методи медичної статистики, з яких видно, що у нормі послідовність RR інтервалів вважається реалізацією випадкової величини, або, якщо приписати кожній із деяких її підпослідовностей та RR інтервалам номери, що асоціюються із значеннями часу — стаціонарним випадковим процесом [4]. Його математичне сподівання характеризує ритм ЕКС, а дисперсія його розкид. Вона та математичне сподівання, за умов показу до моніторингу, у тому числі при його мобільному, віддаленому виконанні, служать сигналом для приділення в амбулаторії належної уваги до всього ЕКС. Для оптимального вибору їх цих значень застосовуємо методи статистичної теорії вибору відповідного рішення про тип варіабельності ритміки. Зміни ритму (варіабельність) є раннім сигналом до подальшого погіршення ритміки, аж до аритмії.

3.1. Врахування впливу каналу для стаціонарної моделі ритміки. Враховуючи (а-в) із п. 1.3 та п. 2, покладемо, що у випадку стаціонарної ритміки значення $S^2(m, f_k)$ для k -ї спектральної компоненти спектру потужності висхідної послідовності значень повідомлення m (наприклад, послідовності RR інтервалів) визначається із значення $Y^2(m, f_k)$ спектру прийнятої послідовності значень повідомлення шляхом віднімання значення $N^2(m, f_k)$ спектру шуму у каналі зв'язку:

$$S^2(m, f_k) = Y^2(m, f_k) - N^2(m, f_k), \quad m = \overline{1, M}, k = \overline{1, K}. \quad (1)$$

Індекс m виказує час, для якого властива відповідна ритміка серця пацієнта. З іншого боку, він пов'язаний із місцезнаходженням мобільного пацієнта. Спектр потужності шуму каналу мобільного зв'язку для кожного m невідомий, оскільки місцезнаходження пацієнта наперед невизначене. Оцінку $\tilde{N}^2(m, f_k)$ потрібно знати. Поняття спектру тут застосовано у прийнятому у теорії сигналів сенсі (наприклад, [7]).

3.2. Оцінка шуму каналу та повідомлення. Перед постановкою під моніторинг пацієнт піддається амбулаторному тестуванню, під час якого визначається його серцева ритміка в нормі — $\tilde{S}_N(m, f_k)$. Тоді вираз

$$\tilde{N}_i^2(m, f_k) = Y^2(m, f_k) - \tilde{S}_N^2(m, f_k) \quad (2)$$

при такому апіорному означенні експерименту визначає шум каналу (для цього випадку $i=0$). При апіорно неозначених умовах експерименту вираз (2) потрібно замінити виразом (1), а застосування виразу (2) визначає тоді шум каналу плюс додатковий шум, спричинений варіабельністю ритміки ($i=1$). Отже, виникає задача вибору однієї з двох гіпотез про тип шуму, і, заодно, рішення про присутність варіабельності.

Прийняте повідомлення піддаватимемо обробці $(Y \cdot H = \tilde{S})$ фільтром з характеристикою

$$H(m, f_k) = 1 - \left(\frac{\tilde{N}_0^2(m, f_k)}{Y^2(m, f_k)} \right)^{1/2}. \quad (3)$$

Тоді відношення потужності повідомлення до потужності шуму для $i=0$ буде великим, а при $i=1$ — малим. Задля оптимізації цих співвідношень у вираз (3) введемо коефіцієнти — “нормуючий” a і “пороговий” b :

$$H(m, f_k) = \begin{cases} 1 - a \left(\frac{\tilde{N}_0^2(m, f_k)}{Y^2(m, f_k)} \right)^{1/2} & \text{якщо } 1 - a \left(\frac{\tilde{N}_0^2(m, f_k)}{Y^2(m, f_k)} \right)^{1/2} > b \\ b & \text{інакше} \end{cases} \quad (4)$$

Значення коефіцієнтів визначаються експериментально, вони залежать від властивостей каналу зв'язку та повідомлення.

3.3. Виявлення варіабельності у ритміці. Задачу виявлення сформулюємо в рамках статистичної теорії вибору рішення за критерієм Неймана-Пірсона [7]. За нормального закону розподілу імовірностей значень

відношення потужностей повідомлення/шум $z = \frac{1}{K-1} (\sum_k \tilde{S}^2(m, f_k) / \sum_k \tilde{N}_i^2(m, f_k))$

для заданої імовірності помилки P_f значення порогу виявлення ν визначаються за виразом

$$\nu = \sqrt{V_0} \Phi^{-1}(P_f) + M_0, \quad (5)$$

де $\Phi(\bullet)$ — інтеграл імовірності, M_0 та V_0 — математичне сподівання і дисперсія для випадку $\tilde{N}_0^2(m, f_k)$, коли варіабельність відсутня. Рішення вибирається за правилом

$$\sum_k \tilde{N}_i^2(m, f_k) \begin{cases} > \nu, i = 1 \\ \leq \nu, i = 0 \end{cases} \quad (6)$$

Достовірність виявлення має вираз

$$P_d = 1 - \Phi\left(\frac{\nu - M_\gamma}{V_\gamma}\right), \quad (7)$$

де M_γ та V_γ — математичне сподівання і дисперсія $\tilde{N}_1^2(m, f_k)$, коли варіабельність присутня.

Вихідні дані для розв'язання задачі виявлення варіабельності закодованого тональними імпульсами повідомлення визначаємо так: а) за послідовністю тональних імпульсів від ношеного пацієнтом пристрою, які відповідають RR інтервалам ЕКС

пацієнта, визначаємо оцінку їх $\tilde{S}_N^2(m, f_k)$ — вона буде незмінною (у статистичному сенсі) для всіх m , якщо варіабельність (чи аритмія) відсутні; б) за послідовністю

прийнятих тональних імпульсів відповідних RR інтервалам ЕКС пацієнта визначаємо

$Y^2(m, f_k)$, а за виразом (2) — оцінки $\tilde{N}_0^2(m, f_k)$ і, відповідно, параметри M_0 та V_0 , та,

за виразом (5), поріг і функцію обробки (3, 4). Під час мобільного моніторингу ритміки в амбулаторії автоматично визначається за виразами (1, 3, 4) — оцінка $\tilde{S}^2(m, f_k)$, за

виразом (2) — оцінка $\tilde{N}_i^2(m, f_k)$, а за правилом (6) вибирається рішення, чи потрібен моніторинг всього ЕКС. При апріорних відомостях про спектри аритмій за наведеною методикою можна побудувати методи їх автоматичного виявлення. Достовірність вибраних рішень визначається за виразом (7) з врахуванням імовірності помилки.

Висновки. Показники (характеристики) ритміки ЕКС є адекватними до задач автоматизації Голтерівського моніторингу та уможливлення його мобільності. Зміна медичної норми показників ритміки служить сигналом до початку віддаленого відбору всього ЕКС, його автоматичного (чи візуального) аналізу та, на базі їх результатів, подальших медичних заходів щодо віддаленого пацієнта.

Література

1. Демчук Л.Б., Бачинський М.В., Яворський Б.І. Засоби гіпермедійного обміну інформацією для забезпечення віддаленого медичного моніторингу Зб. тез 7 -ї НК ТДТУ імені Івана Пулюя.- Вид. ТДТУ: Тернопіль, 2003.- С. 84.
2. CARDIONET, How it works/ <http://www.cardionet.com/how.html>
3. E. Lawrey, PhD Thesis/ <http://www.skydsp.com/publications/4thyrthesis/chapter1.htm>
4. Драган Я.П., Яворська Є.Б., Яворський Б.І. Концепції і принципи побудови моделей для означення метрологічних характеристик ритміки кардіосигналів. Радіоелектроніка та телекомунікації.-№443.- Львів: ДУЛП, 2002 .- С. 200-205.
5. Яворська Є.Б Драган Я.П., Яворський Б.І. Обробка електрокардіограм для ритмокардіографії. Международный радиоэлектронный форум "Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития" МРФ-2002. Сб трудов. Ч.2.-Харьков: АН ПРЭ, ХНУРЭ, 2002.-С. 618-620.
6. CARDIONET, Indications for Use/ <http://www.cardionet.com/indications.html>
7. Радиотехнические системы: Учеб. Для вузов по спец. «Радиотехника»/Ю.П. Гришин, В.П. Ипатов, Ю.М. Казаринов и др.; Под ред. Ю.М. Казаринова.- М.: Высш. шк., 1990.- 496 с.
8. Beach M., Propagation and System Aspects, University of Bristol, Future Communication Systems course, April 1994.
9. Rappaport T. S, Wireless Communications Principles & Practice, New York: IEEE Press, Prentice Hall, 1996.- pp. 169-177.
10. Tipler P., Physics for Scientists and Engineers, 3rd Edition, Worth Publishers, 1991.- pp. 464-468.

Одержано 15.06.06 р.